

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

⑫ 公開特許公報(A)

昭63-131134

⑪ Int. Cl.

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 昭和63年(1988)6月3日

G 03 B 42/02
H 04 N 1/04
1/40

1 0 1

B-6715-2H
E-8220-5C
A-7136-5C

審査請求 未請求 発明の数 1 (全7頁)

⑭ 発明の名称 放射線画像情報記録読取装置

⑮ 特 願 昭61-278265

⑯ 出 願 昭61(1986)11月21日

⑰ 発 明 者 木 村 力 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フイルム株式会社内

⑱ 出 願 人 富士写真フイルム株式会社 神奈川県南足柄市中沼210番地

⑲ 代 理 人 弁理士 柳田 征史 外2名

明 細 書

1. 発明の名称

放射線画像情報記録読取装置

2. 特許請求の範囲

- (1) 放射線画像情報を蓄積記録しうる複数の蓄積性蛍光体シートを所定の循環通路に沿って搬送する循環搬送手段、

前記循環通路にあって、前記シートに放射線源から被写体を通して放射線を照射することにより、このシート上に被写体の放射線画像情報を蓄積記録する画像記録部、

前記循環通路にあって、前記画像記録部において放射線画像情報が蓄積記録されたシートに励起光を照射する励起光源と、この励起光照射により前記シートから発せられた輝光を読み取って画像信号を得る光電読取手段とを有する画像読取部、および

前記循環通路にあって、前記画像読取部において画像読取りが行なわれた後のシートに画像記録がなされるのに先行してこのシートに残存する放

射線エネルギーを放出させる消去部からなる放射線画像情報記録読取装置において、

前記放射線源の線量バラツキによるシェーディングの特性を記憶した記憶手段と、

この記憶手段から前記特性を示す信号を受け、前記シェーディングによる前記光電読取手段の出力変化を解消するように前記画像信号を補正する補正手段とが設けられたことを特徴とする放射線画像情報記録読取装置。

- (2) 前記記憶手段が、撮影条件に応じて変えられる放射線源の位置毎に複数の前記特性を記憶したものであり、

前記補正手段が、前記撮影条件の入力を受け、入力された撮影条件に対応する前記特性を選択して、この特性に基づいて前記補正を行なうように形成されていることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の放射線画像情報記録読取装置。

3. 発明の詳細な説明

(産業上の利用分野)

本発明は、蓄積性蛍光体シートに放射線画像情報を蓄積記録し、次いでこれに励起光を照射し、蓄積記録された画像情報に応じて輝尽発光する光を検出して画像情報を読取り電気信号に変換する放射線画像情報記録読取装置に関し、さらに詳細には蓄積性蛍光体シートを装置内で循環再使用するようにした放射線画像情報記録読取装置に関するものである。

(従来の技術)

ある種の蛍光体に放射線(X線、 α 線、 β 線、 γ 線、紫外線、電子線等)を照射すると、この放射線のエネルギーの一部がその蛍光体中に蓄積され、その後その蛍光体に可視光等の励起光を照射すると、蓄積されたエネルギーに応じて蛍光体が輝尽発光を示す。このような性質を示す蛍光体を蓄積性蛍光体(輝尽性蛍光体)と言う。

この蓄積性蛍光体を利用して、人体等の被写体の放射線画像情報を一旦蓄積性蛍光体のシート

所へ出張してX線撮影をするような場合には、蓄積性蛍光体シートを多数車に積載して行くのは不便であり、また移動車に積載できるシートの数には限りがある。従って、蓄積性蛍光体シートを繰り返し使用可能なようにして移動車に積載し、これに被写体毎の放射線画像情報を記録し、それを読み出して得た画像信号を磁気テープ等の記憶容量の大きい記録媒体に写し、蓄積性蛍光体シート等を循環再使用するようにすれば移動車によって多数の被写体の放射線画像を撮影することができるので実用上極めて有用である。さらに、この循環再使用により、連続撮影を行なえば、集団検診において撮影のスピードを上げることもでき、実用上の効果は極めて大きい。

上記のように蓄積性蛍光体シートを再使用するには、輝尽発光光が読み取られた後の蓄積性蛍光体シートに残存する放射線エネルギーを、例えば特開昭56-11392号、同56-12599号に示されるようにシートに光や熱を照射することによって放出させて残存放射線画像を消去し、

(以下、蓄積性蛍光体シートと称する)に記録し、これを励起光で走査して輝尽発光させ、この輝尽発光光を光電的に読み取って画像信号を得、この画像信号を処理して診断適性の良い被写体の放射線画像を得る方法が提案されている(例えば特開昭55-12429号、同55-116340号、同55-163472号、同56-11395号、同56-104645号など)。この最終的な画像はハードコピーとして再生したり、あるいはCRT上に再生したりすることができる。とにかく、このような放射線画像情報記録再生方法においては、蓄積性蛍光体シートは最終的に画像情報を記録せず、上記のような最終的な記録媒体に画像を与えるために一時的に画像情報を担持するものであるから、この蓄積性蛍光体シートは繰り返し使用するようにしてもよく、またそのように繰り返し使用すれば極めて経済的である。

また、例えばX線撮影車のような移動ステーションに蓄積性蛍光体シートを使用する放射線画像情報記録読取装置を装備し、集団検診のために各

この蓄積性蛍光体シートを再度放射線画像記録に使用すればよい。

そこで本出願人は、放射線画像を蓄積記録しうる蓄積性蛍光体シートを所定の循環通路に沿って搬送する循環搬送手段と、前記循環通路にあって、前記シートに被写体を過して放射線を照射することにより、このシート上に被写体の放射線画像情報を蓄積記録する画像記録部と、前記循環通路にあって、前記画像記録部において放射線画像情報が蓄積記録されたシートに励起光を照射する励起光源およびこの励起光照射により上記シートから発せられた輝尽発光光を読み取って画像信号を得る光電読取手段からなる画像読取部と、前記循環通路にあって、前記画像読取部において画像読取りが行なわれた後のシートに画像記録がなされるのに先行してこのシートに残存する放射線エネルギーを放出させる消去部とを1つの装置に組み込み、上記蓄積性蛍光体シートを上記各部間を循環させて繰り返し使用するようにした放射線画像情報記録読取装置を先に提案した(特開昭59-1

92240号)。このような構造の放射線画像情報記録装置によれば、放射線画像情報の記録、読取りを連続的に能率的に行なうことができる。
(発明が解決しようとする問題点)

ところで上記のような放射線画像情報記録装置においては、放射線画像情報記録(撮影)時X線管球等の放射線源から蓄積性蛍光体シートに照射させる放射線量を、照射面全面に亘って均一にすることは難しく、照射面位置によって線量差が生じる。この放射線量バラツキは放射線源の個体毎に存在するし、また前述のような放射線画像情報記録装置においては適宜放射線源の位置(被写体からの距離)が変えられることがあり、この場合は同一の放射線源を用いても、線量分布状態が放射線源位置に応じて変動してしまう。

このような線量バラツキがあると、低線量の放射線照射を受けた被写体部分は、蓄積性蛍光体シート上において不当に低い放射線エネルギーで記録されることになる。したがって放射線画像情報読取りに際して、上記の部分からの輝度光レ

ベルは不当に低くなり、いわゆるシェーディング(部分的な検出光量低下)を招くことになる。このようなシェーディングが発生すると、当然ながら蓄積性蛍光体シートに記録されている放射線画像情報を正しく読み取ることが不可能となる。

そこで本発明は、上記放射線源の線量バラツキがあっても、被写体の放射線画像情報を正しく読み取ることができる放射線画像情報記録装置を提供することを目的とするものである。

(問題点を解決するための手段)

本発明の放射線画像情報記録装置は、前述したような蓄積性蛍光体シートの循環搬送手段と、該シートに放射線画像情報を蓄積記録する画像記録部と、このシートに励起光を照射してそのとき該シートから発せられる輝度光を光電読取手段によって読み取る画像読取部と、蓄積性蛍光体シートへの画像記録前に該シートに残存する放射線エネルギーを放出させる消去部とからなる放射線画像情報記録装置において、

放射線源の線量バラツキによるシェーディング

の特性を記憶する記憶手段と、

この記憶手段からシェーディング特性を示す信号を受け、このシェーディングによる上記光電読取手段の出力変化を解消するように上記画像信号を補正する補正手段とが設けられたことを特徴とするものである。

(作 用)

上記のような補正が行なわれると、画像信号から、放射線源の線量バラツキによる成分が除去され、この画像信号は被写体の放射線画像を正しく示すものとなる。

(実施例)

以下、図面を参照して本発明の実施例を詳細に説明する。

第1図は本発明の一実施例による放射線画像情報記録装置を示すものである。図示されるように放射線画像情報記録装置内には、エンドレスベルト1、2、3、4、5、6、7、8、9、10と、エンドレスベルト1、6、7、10にそれぞれ従動回転する案内ローラ11、12、13、14と、ガ

イド板15、16、17、18、19、20、21と、ニップローラ22、23、24、25とからなるシート搬送用の循環通路26が構成されており、この循環通路26内には複数(本例では一例として5枚)の蓄積性蛍光体シート30が互いに適宜間隔をおいて配され、これら蓄積性蛍光体シート30はシート循環搬送手段としての上記エンドレスベルト1~10と、ニップローラ22、23、24、25とにより、図中の矢印A方向に循環搬送されるようになっている。

上記エンドレスベルト2、3は互いの間に蓄積性蛍光体シート30を垂直に保持するように構成されており、これらのエンドレスベルト2、3の間方(図中左方)には撮影台41が設けられ、またこの撮影台41を間において上記エンドレスベルト2、3に対向する位置には例えばX線管球等の放射線源42が設けられて、これら撮影台41と放射線源42とにより画像記録部40が構成されている。なお本例においては、上記放射線源42は撮影台41からの距離を変えうようにガイド44に沿って移動自在に支持されており、駆動装置45によりこの方向に

移動されるようになっている。被検者（被写体）43の放射線撮影時、撮影に使用されるシート30は図示のようにエンドレスベルト2、3の間に保持され、被検者43が撮影台41の前面に位置した状態で放射線源42が作動される。それにより上記被検者43の透過放射線画像がシート30上に投影され、被検者43の放射線画像情報が該シート30に蓄積記録される。

循環通路26の図中下部右端位置には、画像読取部50が設けられている。この画像読取部50において、該読取部50の一部を構成するエンドレスベルト8の上方にはレーザ光源51が設置され、またその出力レーザ光52をエンドレスベルト8上のシート30上にその幅方向に走査させるためのミラー53およびガルバノメータミラー54が設けられている。このガルバノメータミラー54の往復揺動により、レーザ光52が、放射線画像の蓄積記録されたシート30上に主走査される。なおこのシート30は、前記画像記録部40において放射線画像が記録された後、シート循環搬送手段を駆動させてこの画像読

取部50に搬送されて来る。レーザ光52のシート30上の走査位置には、主走査線に沿って集光用反射ミラー55と集光光学素子56が配されている。レーザ光52が照射されたシート30から放射され直接上記集光光学素子56に進む輝尽発光光と、同じくシート30から放射され集光用反射ミラー55で反射された輝尽発光光とが集光光学素子56の入射端面56Aからこの集光光学素子56に入射し、この中を全反射により案内されて該素子56の射出端面56Bに接続されたフォトマルチプライヤー57に受光され、輝尽発光光が光電的に読み取られる。上記のようにレーザ光52の主走査が行なわれるのと同時に、シート30はエンドレスベルト8により図中矢印A方向（すなわち上記主走査の方向と略直角な方向）に搬送されて副走査がなされ、シート30から2次的に蓄積放射線画像情報が読み取られる。フォトマルチプライヤー57によって読み取られた画像信号Sはログアンプ60によって増幅され、A/D変換器61においてデジタル化される。こうして得られたデジタルの読取画像信号Sdは、スイッチ

69および後述する補正回路62を通して画像処理回路63に送られ、ここで階調処理、周波数処理等の処理を受けた後、必要な画像再生装置64へ送られる。前述のように、この再生装置64は、CRT等のディスプレイでもよいし、感光フィルムに光走査記録を行なう記録装置でもよいし、あるいはそのために一旦磁気テープ等の記憶装置に記録するものに置き換えられてもよい。

画像読取りが終了したシート30は、エンドレスベルト9、10により、ガイド板18に沿って搬送され、ニップローラ22、ガイド板19、ニップローラ23を通して消去部70に送られる。この消去部70は函体71と、この函体71の内部に多数並べられた蛍光灯等の消去光源72とからなるものであり、シート30はシャッタ73が開かれてから、ニップローラ23により函体71内に搬送される。シート30が函体71内に送られると、上記シャッタ73が閉じられる。函体71内の消去光源72は、シート30の蓄積性蛍光体の励起波長領域の光を主に発するものであり、前記画像読取り後にシート30に残存していた放射

線エネルギーは、シート30にこのような光が照射されることにより該シート30から放出される。なおこのとき前記シャッタ73が閉じられているので、消去光が漏れて画像読取部50に侵入し読取信号にノイズを発生させることがない。

こうして再び放射線画像情報の記録が可能な程度に画像（残像）消去がなされたシート30は、ニップローラ24を回転させて消去部70外に排出される。排出されたシート30はガイド板20を通してニップローラ25まで送られ、次にこのニップローラ25によりガイド板21に沿って前記エンドレスベルト1に送られ、以下前記と同様にして画像記録部40に送られて放射線撮影に使用される。

次に、前記補正回路62による画像信号Sdの補正について説明する。放射線源42から照射される放射線47には前述のような線量バラツキが有り、その線量分布は放射線源42の個体毎にも変わるし、また同一の放射線源42であってもその位置が変えられると変動する。この線量バラツキは既に述べた通りのシェーディングを招き、それにより被写

体43の画像が不正に再生されてしまう。補正回路62は、このような不具合を解消するために設けられている。

前述のようにして放射線画像情報の記録読取りを行なう前に、一枚の蓄積性蛍光体シート30が画像記録部40に送られ、このシート30に被曝者43が撮影台41に位置しない状態で放射線47が照射される。こうしていわゆるベタ露光がなされた蓄積性蛍光体シート30は、前記と同様に画像読取りにかけられる。レーザ光52によって走査された蓄積性蛍光体シート30からは、放射線47の線量バラツキに応じた強度の輝尽発光光が発散され、この輝尽発光光が集光光学素子56を介してフォトマルチプライヤー57によって検出される。このとき該フォトマルチプライヤー57から出力される参照出力信号 S_d は、前述と同様にしてログアンプ60によって増幅され、A/D変換器61においてデジタル化される。デジタル化された参照出力信号 S_d は、切り換えられたスイッチ69を介して補正值演算回路65に入力される。この補正值演算回路65は、前

記集光光学素子56の入射端面56Aに沿った主走査方向の参照出力信号 S_d の差（これは前記シェーディングによって発生するものであり、シェーディング特性を示している）を画素単位で求める。すなわち、第2図に示すように主走査方向Xに沿って $X_1, X_2, X_3, \dots, X_j$ のj列の画素が並んでいるとすると、第n列のm個の画素についての参照出力信号 S_d の平均値を求め、これをこの第n列の代表信号値 R_n とする。そして補正值演算回路65は、1～j列のすべての代表信号値 R_1, R_2, \dots, R_j の平均値 R_0 と、各代表信号値 R_n との差 $U_n = R_n - R_0$ を求め、これらの値 U_1, U_2, \dots, U_j を補正值として順次メモリ66に記憶させる。

なお本例においては、「胸部／微視撮影」「頭部／拡大撮影」といった撮影条件Qが撮影メニュー入力部67から装置制御回路68に入力されるようになっており、装置制御回路68はこの入力された撮影条件Qに応じた駆動制御信号Dを出力して駆動装置45を駆動させ、放射線源42を各撮影条件に

とって最適な位置（例えば数ポジションのうちの1つ）に設定する。そして上述した補正值 U_1, U_2, \dots, U_j の演算、記憶は、放射線源42の各設定位置毎に行なわれ、各組の補正值は撮影条件Qと対応をとった上でメモリ66に記憶される。

蓄積性蛍光体シート30に蓄積記録された放射線画像情報を読み取る際、装置制御回路68はその蓄積性蛍光体シート30に関する撮影条件Qを補正回路62に送り、補正回路62は、その撮影条件Qと対応付けられた補正值 U_1, U_2, \dots, U_j をメモリ66から読み出し、読取画像信号 S_d からこの補正值 U_1, U_2, \dots, U_j を減じる操作を行なう。このとき補正回路62による補正值 U_1, U_2, \dots, U_j の読出しのタイミングは、ガルバノメータミラー54の動作と同期した同期信号を用いて、第n列の画素についての読取画像信号 S_d から補正值 U_n が減じられるように制御される。

読取画像信号 S_d に対して上記補正值 U_n を減じる補正がなされれば、前述のシェーディングによるフォトマルチプライヤー57の出力変化が補償

され、補正された画像信号 S_d' によれば、蓄積性蛍光体シート30に蓄積記録されていた放射線画像情報を正しく再生することができる。なお、メモリ66に記憶する補正值の数を少なくするために、 $X_1 \sim X_j$ までのj列の画素列のうち、とびとびの画素列（例えば奇数番めの画素列等）についての補正值のみを演算してメモリ66に記憶させておき、それらの間の画素列についての補正值はメモリ66から読み出した補正值を補間して求めるようにしてもよい。

さらに参照出力信号 S_d から補正值 U_1, U_2, \dots, U_n を求める場合、ノイズ等の影響のためにこれら補正值を高精度で求めることが困難な場合には、参照出力信号 S_d に平滑化処理を施した信号から補正值 U_1, U_2, \dots, U_n を求めるようにしてもよい。

以上、放射線量バラツキが主に動光主走査方向に亘って存在する場合に、この影響を取り除く例について説明したが、この放射線量バラツキが主走査方向にもまた副走査方向にも亘って存在す

る場合は、前述の補正値を各列各行の画素すべてについて（あるいは前述のように飛び飛びに）2次元的に求めておき、画像信号 S_d の補正をすべての画素について独自に行なえばよい。

また、放射線源42の位置が固定の場合は、補正値 U_1 、 U_2 ... U_j は当然ながら1組だけ求めればよい。

（発明の効果）

以上詳細に説明した通り本発明の放射線画像情報記録装置によれば、放射線源の線量バラツキによるシェーディングの影響を排して、蓄積性蛍光体シートに記録された被写体の放射線画像情報を正しく読み取ることが可能となり、診断性能に優れた放射線画像を再生できるようになる。

4. 図面の簡単な説明

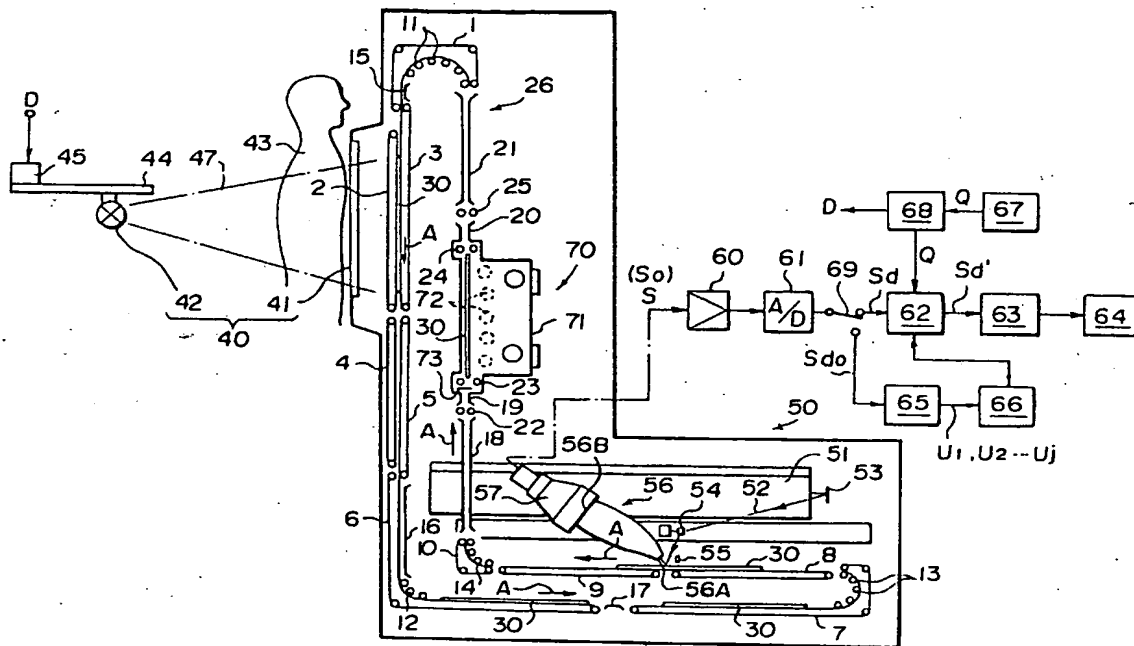
第1図は本発明の一実施例による放射線画像情報記録装置を示す概略側面図、

第2図は本発明によるシェーディング補正を説明するための説明図である。

1～10...エンドレスベルト

- | | |
|----------------|----------------|
| 11～14...案内ローラ | 15～21...ガイド板 |
| 22～25...ニップローラ | 26...循環通路 |
| 30...蓄積性蛍光体シート | |
| 40...画像記録部 | 42...放射線源 |
| 44...ガイド | 45...駆動装置 |
| 47...放射線 | 50...画像読取部 |
| 62...補正回路 | 65...補正値演算回路 |
| 66...メモリ | 67...露影メニュー入力部 |
| 68...装置制御回路 | 70...消去部 |
- S_d ...読取画像信号
 S_d' ...補正された画像信号
 Q ...露影条件
 U_1 、 U_2 、... U_j ...補正値

第1図



第 2 図

